

УДК 004.932:616-073.756.8

С.М. Алхімова

АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ НА ОСНОВІ ВИКОРИСТАННЯ ЗРІЗІВ З КОНТРАСТНИМ ПОСИЛЕННЯМ ТКАНИН

Вступ

Використання сучасних медичних візуалізуючих методів, таких, як комп'ютерна рентгівська томографія (КТ), вже є загальноприйнятою практикою при проведенні діагностичного дослідження хворих з підозрою на ювенільну ангіофіброму основи черепа (ЮАОЧ). Але крім встановлення діагнозу, КТ-зображення надають нові можливості для отримання даних з метою проведення доопераційного планування і моделювання ходу майбутньої операції видалення ЮАОЧ із врахуванням багатьох технічних і анатомічних особливостей планування [1, 2]. У більшості випадків ці дії пов'язані з тривимірним моделюванням тканин пухлини або тривимірною візуалізацією, в основу яких покладено операцію сегментації ділянок КТ-зображень, що безпосередньо характеризують тканини ЮАОЧ.

Операція сегментації медико-біологічних об'єктів на зображеннях має дві основні мети [3]. Перша полягає в декомпозиції зображення на частини, що більш зручні до подальшого аналізу, а друга – в зміні форми опису зображення, яка призводить до того, що пікселі зображення перетворюються у високорівневі структури збереження інформації або забезпечують ефективну організацію подальших операцій аналізу зображень.

Поєднання клітинного, фіброзного та судинного компонентів ЮАОЧ надзвичайно різне і може відрізнитися навіть у межах однієї пухлини. Таким чином, ділянки КТ-зображень, що характеризують тканини ЮАОЧ, навіть на одному зображенні можуть бути подані пікселями із значною відмінністю в яскравості залежно від переважання в даній частині пухлини судинного чи сполучно-тканинного компонентів. Це спричиняє значну неоднорідність ділянок, що підлягають сегментації, за такою головною ознакою, як яскравість пікселів ділянки. У свою чергу, це зумовлює в процесі сегментації ЮАОЧ або отримання границь пухлини з різного роду артефактами (виступи,

сходинки, відростки, петлі й т.п.), або взагалі неможливість визначення границі пухлини з нормальними тканинами.

Об'єкт дослідження – методи сегментації КТ-зображень, що використовуються при обробці медичних зображень. Предмет дослідження – алгоритм сегментації КТ-зображень ЮАОЧ на основі використання зрізів з контрастним посиленням тканин.

Постановка задачі

Дане дослідження спрямоване на розв'язання задачі сегментації КТ-зображень ЮАОЧ. Мета статті – проаналізувати існуючі методи сегментації на можливість одержання сегмента ЮАОЧ людини за даними КТ-зображень, запропонувати вдосконалений спосіб сегментації КТ-зображень ЮАОЧ на основі використання зрізів із контрастним посиленням тканин та формалізувати алгоритм розв'язання задачі сегментації запропонованого способу використання зрізів із контрастним посиленням.

Аналіз методів сегментації КТ-зображень ЮАОЧ

Незважаючи на різноманітність методів сегментації, що застосовуються для обробки медичних зображень, все рівно виникає проблема вибору методу, що найбільш підходить для кожної конкретної задачі. Це пов'язано з тим, що в більшості випадків алгоритми моделюються на найпростіших тестових зображеннях, а їх оцінка проводиться візуально. Тому вибрати метод сегментації, який якнайкраще буде підходити для конкретної практичної задачі й конкретного зображення, дуже складно, та при цьому, як очевидно, доводиться враховувати як властивості зображення, так і особливості конкретного методу [3, 4].

З метою забезпечення максимальної якості визначення границь анатомічної структури пухлини в дослідженні було проаналізовано використання методів автоматичної сегментації, що найчастіше застосовуються при обробці медичних зображень (рис. 1). Було проаналізовано методи пошуку границь, методи, засновані на формуванні однорідних ділянок, та метод водорозділів.

Методи сегментації, які виявляють границі ділянок на зображеннях, засновані на принципі, що різним об'єктам на зображеннях відповідають ділянки з більш-менш однаковими значеннями яскравості, а на границях яскра-

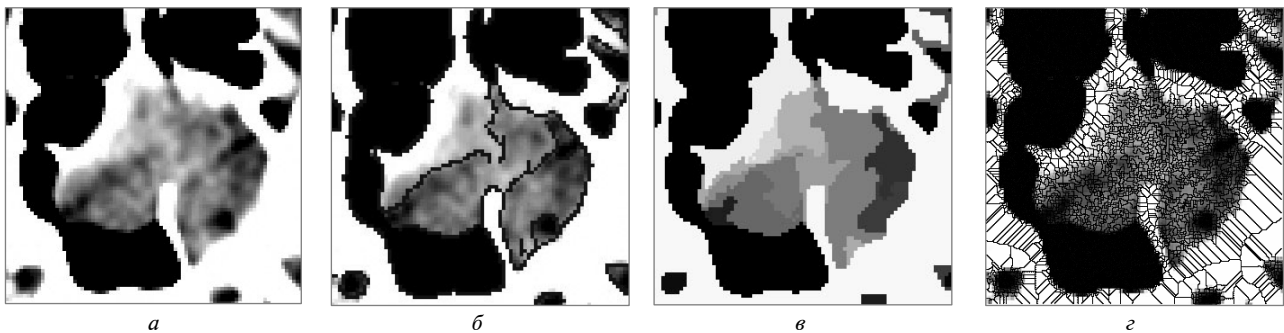


Рис. 1. Фрагменти КТ-зображень з ЮАОЧ: *а* – оригінальне зображення; *б* – результати сегментації методом, заснованим на пошуку границь; *в* – результати сегментації методом, що ґрунтується на формуванні однорідних ділянок; *г* – результати сегментації методом водорозділів

вість пікселів істотно змінюється [4]. При використанні методів цієї групи з метою сегментації КТ-зображень, на яких є тканини ЮАОЧ, неоднорідність ділянки, що безпосередньо характеризує тканини пухлини, на рівні характерних ознак призводить до виникнення труднощів при сегментації в районах значної зміни яскравості або на розмитій границі. В результаті у районах значної зміни яскравості отримується багато помилкових границь, а слабо контрастні границі ділянок розриваються щілинами (рис. 1, б). Слід також відзначити, що при використанні методів цієї групи знайдені границі виявляються часто незамкнутими. Це приводить до об'єднання ділянок, що відповідають різним тканинам.

Методи, засновані на формуванні однорідних ділянок, починаються або від неоднорідності на границях, або від однорідності всередині ділянки. У цій групі методів можна виділити дві підгрупи: без врахування і з врахуванням просторових зв'язків. До методів без врахування просторових зв'язків належать метод порогової фільтрації і метод кластеризації [4, 5]. Оригінальні КТ-зображення є сірошкальними (єдиною характерною ознакою пікселів таких зображень може бути тільки яскравість). Через поєднання в ЮАОЧ клітинного, фіброзного та судинного компонентів пікселі, які безпосередньо характеризують тканини пухлини, можуть мати значення яскравості, що змінюються в рамках всього доступного діапазону градацій сірого. Таким чином, як знаходження порога для відсіювання яскравостей пікселів пухлини на гістограмах, так і введення міри близькості для визначення метрики на просторі ознак є неможливими, а це є ключовим завданням при реалізації методів сегментації без врахування просторових зв'язків. Отже, використання цих методів неможливе. До методів із врахуванням

просторових зв'язків належать метод нарощування ділянок і метод розбиття-злиття ділянок [4]. При використанні цих методів з метою сегментації КТ-зображень, на яких є тканини ЮАОЧ, не завжди досягається точність в оконтурюванні пухлини, оскільки погано виділяються дрібні об'єкти. Це відбувається через те, що строго однорідні за характерною ознакою ділянки містять багато малих отворів та мають зубчасті границі, а вимога істотної різниці суміжних ділянок за значенням характерної ознаки призводить до злиття кількох ділянок (рис. 1, в).

Ідея сегментації зображень за допомогою *методу водорозділів* полягає в тому, що вихідне зображення можна подати як топографічну карту місцевості [6]. Висота точки над рівнем моря буде дорівнювати значенню її яскравості. При використанні методу водорозділів з метою сегментації КТ-зображень, на яких є тканини ЮАОЧ, недоліком алгоритмів пошуку водорозділів є пересегментація зображення, тобто знаходження надмірно великого числа сегментів (рис. 1, г). Причина цього полягає у великій чутливості алгоритмів цього методу до зміни значення характерної ознаки на ділянках зображення.

Таким чином, незважаючи на те що ділянки КТ-зображень, на яких є тканини ЮАОЧ, сприймаються людиною як однорідні, вони не є такими на рівні характерних ознак, що використовуються при сегментації. Отже, для досягнення позитивних результатів сегментації тканин пухлини необхідне врахування додаткової інформації.

Застосування зрізів із контрастним посиленням тканин для сегментації КТ-зображень ЮАОЧ

Методика внутрішньовенного контрастного посилення в багатьох випадках дає змогу

уточнити характер виявлених патологічних змін та візуалізувати зміни, що не виявляються при КТ-обстеженні без контрастного посилення. Зазвичай, КТ-обстеження хворих із діагнозом ЮАОЧ також проводиться з внутрішньовенним контрастним посиленням. При цьому отримують два набори даних, які характеризують тканини ЮАОЧ: серії КТ-зрізів без контрасту та з контрастним посиленням тканин, що досліджують. Зображення цих двох наборів даних містять інформацію комплементарної природи. Комбінація двох зображень, що відповідають отриманим на одному рівні КТ-зрізам без контрасту і з контрастним посиленням тканин, надає можливість використання додаткової інформації щодо щільності досліджуваних тканин з метою компенсування недоліків процесу сегментації КТ-зображень, на яких є тканини ЮАОЧ.

Для успішного об'єднання інформації двох серій КТ-зрізів необхідне встановлення просторової відповідності між різними особливостями одних і тих самих анатомічних зон [7]. Ця процедура відома як *реєстрація мультимодального зображення*, яка базується на перетворенні зображення однієї модальності до зображення іншої модальності суміщенням кожної точки одного зображення і відповідної точки іншого зображення [8, 9].

Оскільки отримання серії зрізів із контрастним посиленням тканин пухлини проводиться на тому самому діагностичному пристрої, що й отримання серії зрізів без контрасту, то оригінальні КТ-зображення двох модальностей мають однакову роздільну здатність. Таким чином, зникає необхідність у нівелюванні відмінностей у розмірах пікселів зображень, а отже, й необхідність у додатковому застосуванні алго-

ритмів інтерполяції зображень для збереження їх якості при зміні розмірів.

Після того як з двох наборів даних для суміщення відібрано пари КТ-зображень, що, по-перше, відповідають отриманим на одному рівні КТ-зрізам без контрасту та з контрастним посиленням тканин, та, по-друге, мають ділянки, пікселі яких характеризують тканини ЮАОЧ, проводиться встановлення просторової відповідності. Для цього визначаються зони перетворення і принципу суміщення, на основі яких проводиться безпосередня реєстрація мультимодального зображення.

Оскільки ділянки, що характеризують прилеглі до пухлини тканини і безпосередньо тканини ЮАОЧ, займають лише фрагменти оригінальних КТ-зображень, то зона перетворення може бути визначена як місцева [8]. Таким чином, на відміну від випадків використання глобальної зони перетворення непотрібно проводити суміщення інформації цілого зображення однієї модальності з цілим зображенням іншої модальності.

Що стосується принципів суміщення зображень, то доцільно застосувати заснований на орієнтирах принцип реєстрації, який використовує набори відповідних контрольних точок на зображеннях, що суміщуються. Враховуючи, що для суміщення можна скористатися інформацією, наданою одними тільки даними зображень КТ-дослідження (на відміну від випадків, коли використовують введення чужорідних об'єктів у зону зображення, наприклад, маркерів у стереотаксичних дослідженнях), як контрольні точки було вибрано анатомічні орієнтири, які є на відібраних парах місцевих зон КТ-зображень ЮАОЧ (рис. 2, а).

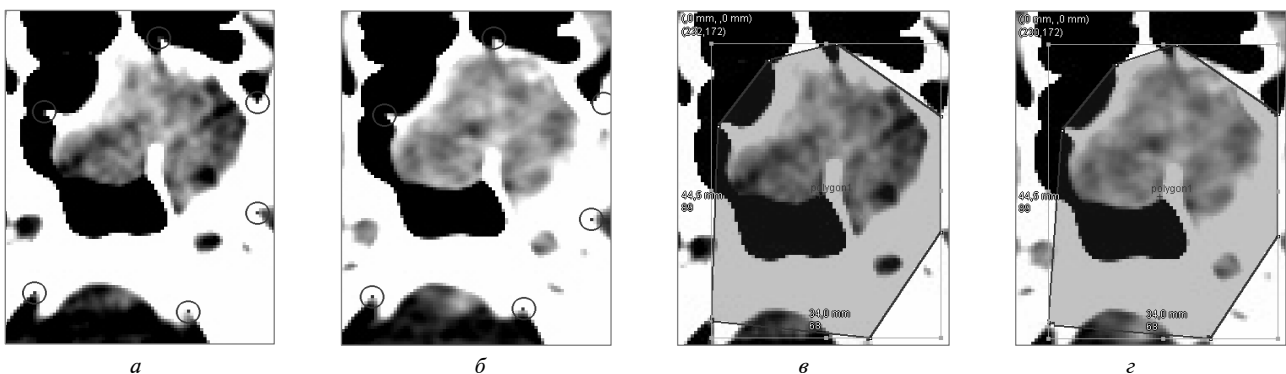


Рис. 2. Визначення анатомічних орієнтирів як контрольних точок для суміщення місцевих зон пари КТ-зображень, на яких є тканини ЮАОЧ: а – контрольні точки КТ-зображення без контрастного посилення; б – контрольні точки КТ-зображення з контрастним посиленням; в – зона перетворення для зображення а; г – зона перетворення для зображення б

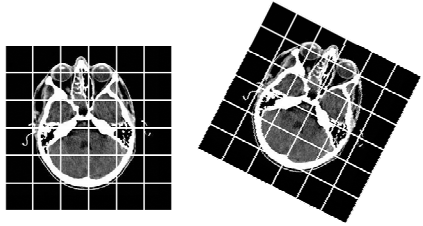
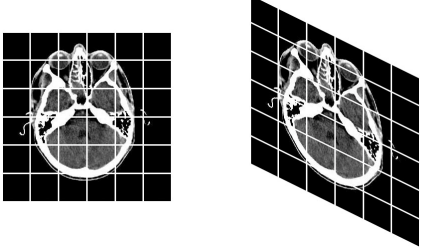
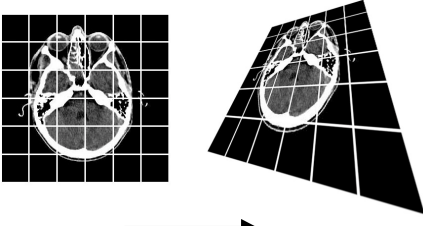
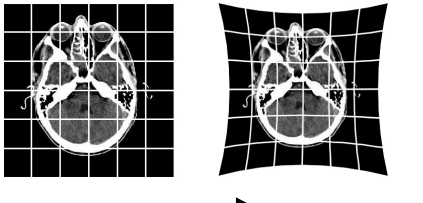
Отже, процес суміщення складається з визначення та застосування до одного із зображень геометричного перетворення, яке трансформує його в такий спосіб, щоб попередньо задані контрольні точки цього зображення збіглися з контрольними точками відповідного зображення другої модальності. При цьому встановлення зони перетворення як простого геометричного об'єкта (багатокутника), пікселі якого характеризують лише прилеглі до пухлини тканини і безпосередньо тканини ЮАОЧ, дає можливість спростити обрахунки для визначення та застосування необхідного геометричного перетворення (рис. 2, б).

Зміна координат контрольних точок покладена в основу визначення геометричного перетворення зображення, тобто для визначення операцій, що застосовуються до геометричного

опису об'єкта на зображенні з метою зміни його положення, орієнтації, розміру чи форми за певними критеріями.

З точки зору складності програмної реалізації та необхідності використання для суміщення мультимодальних медичних зображень, доцільно наведені групи геометричних перетворень об'єднати в чотири групи (жорсткі, афінні, проєктивні й нелінійні) та ввести заміну використання декартових координат на використання однорідних координат (табл. 1). Формалізація подання точок в однорідних координатах дає змогу подати всі рівняння геометричних (лінійних) перетворень у формі множення (суперпозиції) матриць, що надає уніфікований механізм для роботи з матрицями при перетвореннях і є стандартним підходом, використовуваним у графічних системах. Та-

Таблиця 1. Геометричні перетворення.

Група перетворень	2D-перетворення	Властивість	Візуальне подання
Жорсткі	$M_{\text{rigid}} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & tr_x \\ r_{yx} & r_{yy} & tr_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$ де r_{ij} – мультиплікативні члени повороту; tr_x і tr_y – трансляційні члени	Збереження значень кутів об'єктів після виконання перетворення (просторова відповідність між зображеннями може бути описана рухами жорсткого тіла)	
Афінні	$M_{\text{affine}} = \begin{bmatrix} a_{xx} & a_{xy} & b_x \\ a_{yx} & a_{yy} & b_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$ де a_{ij} та b_k визначають перетворення (паралельне перенесення, поворот, масштабування, зсув або їх комбінації)	Збереження паралельності прямих після виконання перетворення	
Проєктивні	$M_{\text{projective}} = \begin{bmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} \end{bmatrix}$	Збереження прямих об'єктів після виконання перетворення	
Нелінійні	Розрахунки із врахуванням алгоритмів чисельних методів (найчастіше використовують метод Ньютона)	Враховують всі можливі деформації об'єкта на зображенні	

ким чином, процес застосування операцій геометричних перетворень до КТ-зрізів із контрастним посиленням призводить до одержання двох наборів зображень гомогенної природи.

Після встановлення просторової відповідності проводиться поелементне віднімання даних двовимірної матриці, що відповідає пікселям зображення, отриманого при дослідженні без контрасту, від даних двовимірної матриці, що відповідає пікселям зображення, отриманого при дослідженні з контрастним посиленням тканин. Одержана двовимірна матриця (далі – різницева матриця) може мати недоліки через неточність суміщення пікселів та застосування алгоритмів інтерполяції в процесі визначення нових значень яскравості пікселів при виконанні геометричних перетворень (рис. 3, а). Ці недоліки проявляються у вигляді помітно виражених перепадів яскравості, розташованих на границях різних тканин (рис. 3, б).

Зменшення помилок суміщення аж до повного його нівелювання може бути досягнуто

за допомогою використання при проведенні КТ-обстеження спеціальних іммобілізуючих пристроїв, подібних, наприклад, до неінвазивних стереотаксичних масок, а якщо ні, то необхідне проведення аналізу значень сусідніх різницевих елементів із врахуванням можливої зміни в значенні яскравості та порівняння цієї зміни з максимально можливим значенням різницевої матриці.

При одержанні КТ-зображень з шириною та рівнем вікна відповідно до протоколу стандартного дослідження голови (приблизно 80 і 40 одиниць Хаунсфільда, відповідно) зміна значень яскравості при переході від зображення без контрастного посилення до зображення з контрастним посиленням, а отже, зміна, що характеризує різницеву матрицю, може бути проаналізована на належність певним тканинам (табл. 2). При цьому для визначення помилок суміщення у випадках, що характеризують їх наявність, враховується значення максимально можливої в даному випадку зміни

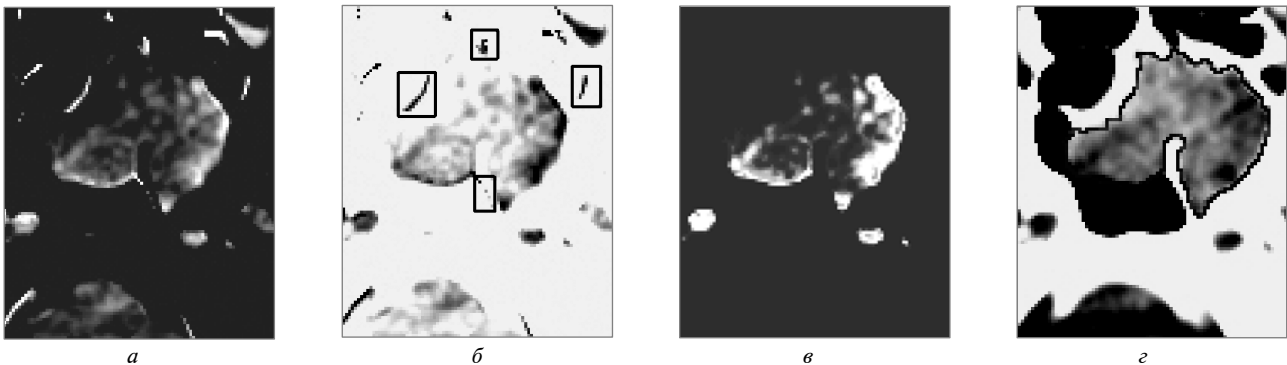
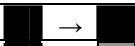
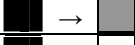
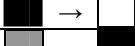
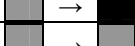
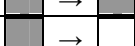
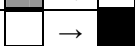
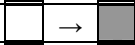
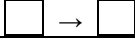






Рис. 3. Візуальне подання різницевої матриці: а – зображення в градаціях сірого з помилками суміщення; б – інверсне зображення різницевої матриці з позначеними недоліками через неточність суміщення пікселів на границі різних тканин біля ЮАОЧ; в – зображення а після проведення аналізу значень сусідніх різницевих елементів і візуалізації зони сегментів ЮАОЧ та внутрішньої сонної артерії; г – результати сегментації тканин ЮАОЧ з використанням даних різницевої матриці

Таблиця 2. Аналіз зміни значень яскравості на належність певним тканинам при переході від КТ-зображення без контрастного посилення до КТ-зображення з контрастним посиленням

Схематична зміна в градаціях сірого	Інтерпретація ділянки щодо належності тканинам
 → 	Порожнина
 → 	Тканини з великою васкуляризацією
 → 	Помилка суміщення (можливо, тканини з великою васкуляризацією)
 → 	Помилка суміщення
 → 	Тканини з незначною васкуляризацією
 → 	Тканини з великою васкуляризацією (можливо, помилка суміщення)
→	Помилка суміщення
→	Помилка суміщення
→	Кістки

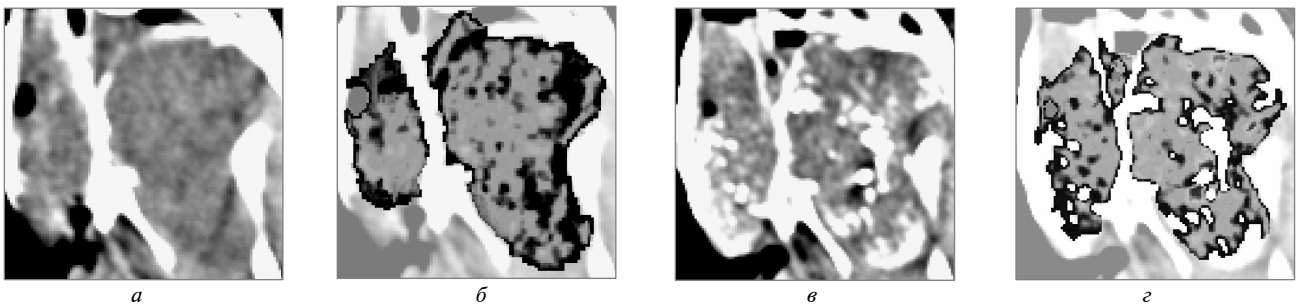


Рис. 4. Випадок розрахунку різницевої матриці до і після емболізації судин ЮАОЧ: *a* – ділянка КТ-зображення з ЮАОЧ до проведення емболізації судин; *б* – координатне накладання судинної маски на зображення *a*; *в* – ділянка КТ-зображення з ЮАОЧ після проведення емболізації судин; *г* – координатне накладання судинної маски, на якій явно виражені позбавлені судинного компонента ділянки, на зображення *в*

яскравості (тобто зміни в отриманих значеннях КТ-інтенсивності). Оскільки після введення болюсу контрастної речовини в судинне русло середня концентрація індикатора в тканині, яка безпосередньо відстежується через КТ-інтенсивність при скануванні тканини, буде не більша, ніж внутрішньосудинна концентрація [10], то максимальне значення різницевої матриці отримується в зонах, що відповідають розміщенню будь-якої найближчої до пухлини великої судини. У більшості випадків найближчою до пухлини судиною, що може бути визначена на КТ-зображеннях, є внутрішня сонна артерія, базиллярна або вертебральна артерії.

Наявність судинного компонента в тканинах пухлини зумовлює відносно великі, аж до максимальних, значення елементів різницевої матриці. В той же час, елементи різницевої матриці, що відповідають ділянкам прилеглих до пухлини тканин, ділянкам кісток або ділянкам порожнини носа чи околоносових пазух, мають або відносно невеликі, або взагалі нульові значення. Виходячи з цього, візуальне подання різницевої матриці в градаціях сірого змінюється від чорного кольору, що відповідає безсудинним ділянкам або тканинам з майже відсутньою васкуляризацією, до градації сірого, що кількісно відповідає максимально можливу значенню зміни яскравості при переході від зображення без контрастного посилення до зображення з контрастним посиленням, а отже, значенню, властивому ділянкам, що безпосередньо характеризують судинний компонент (див. рис. 3, *в*). В такий спосіб, в силу анатомічного розміщення ЮАОЧ та наявності в пухлині тканин із значною васкуляризацією різницева матриця виступає як маркери, що визначають сегмент пухлини на зображенні. Крім цього, будучи по суті судинною маскою, різницева

матриця надає як візуальну, так і якісну інформацію щодо ділянок васкуляризації ЮАОЧ. Це може використовуватися при розв'язанні задачі прогнозування інтраопераційної крововтрати, що пов'язано з розрахунком таких показників для оцінювання кровопостачання пухлини, як відносний судинний об'єм.

Отже, різницева матриця зображень двох модальностей, виступаючи як маркери, що характеризують тканини ЮАОЧ, слугує для уточнення визначення границь у районах значної зміни яскравості або однорідних ділянок з критерієм однорідності сусідніх пікселів за градієнтними ознаками в процесі сегментації КТ-зображення. Це надає додаткову інформацію для визначення сегмента, що відповідає характерним для ЮАОЧ тканинам (див. рис. 3, *г*). Виняток становлять фіброзні тканини пухлини, які майже позбавлені судинного компонента, а отже, будуть мати невеликі значення елементів різницевої матриці. Такі випадки значною мірою проявляються при застосуванні описаного алгоритму до сегментації тканин ЮАОЧ за даними КТ-дослідження після проведення різних методів попередження масивної крововтрати, таких, як емболізація судин пухлини (рис. 4). Введення таких ділянок до сегмента пухлини може бути враховане завдяки використанню просторового аналізу розміщення подібних зон.

Формалізація алгоритму сегментації КТ-зображень ЮАОЧ на основі використання зрізів із контрастним посиленням тканин

Загальний опис алгоритму сегментації КТ-зображень ЮАОЧ на основі використання зрізів із контрастним посиленням схематично зображено на рис. 5 у вигляді діаграми діяльності в нотатції UML.



Рис. 5. Алгоритм пошуку сегмента ЮАОЧ. Діаграма діяльності в нотатції UML

Надалі алгоритм викладено поетапно.

На першому етапі проводиться визначення відповідних одне одному КТ-зображень без контрастного посилення та з введеним контрастом, які були отримані на одному рівні вздовж об'єму пухлини.

На другому етапі відбувається інтерактивне визначення контрольних точок і необхідне геометричне перетворення даних ділянки КТ-зображення з контрастним посиленням з метою досягнення просторової відповідності з даними відповідної ділянки КТ-зображення без контрастного посилення.

Третій етап полягає в проведенні піксельного віднімання даних КТ-зображення без контрастного посилення від даних модифікованого на другому етапі КТ-зображення з контрастним посиленням тканин.

На четвертому етапі визначається максимально можливе значення різницевої матриці через знаходження максимальної зміни яскравості при переході від зображення без контрастного посилення до зображення з контрастним посиленням у зонах, що відповідають розмі-

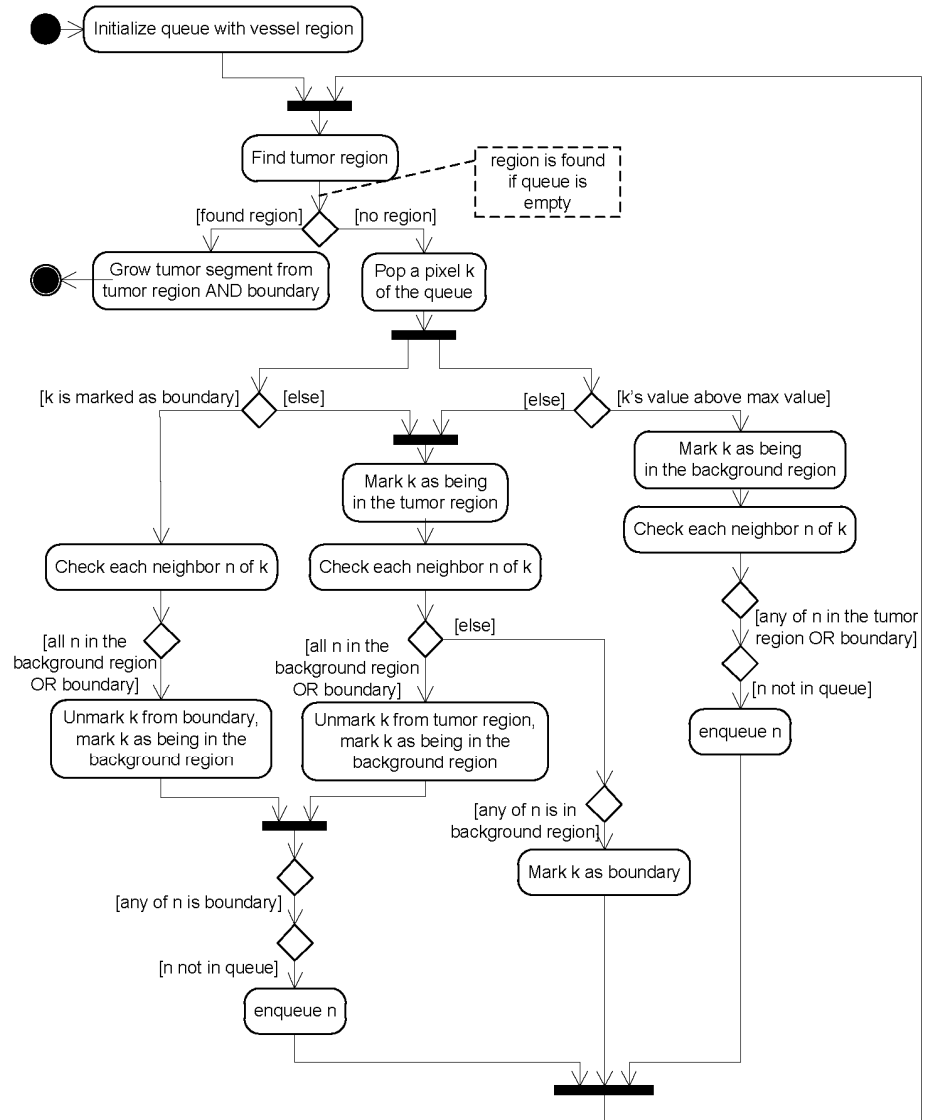


Рис. 6. Пошук сегмента ЮАОЧ. Діаграма діяльності в нотатції UML

щенню будь-якої найближчої до пухлини великої судини.

На п'ятому етапі виконується пошук сегмента ЮАОЧ, який схематично зображено на рис. 6 у вигляді діаграми діяльності в нотатції UML.

У наведеній діаграмі початковими даними є максимальне значення різницевої матриці (max value) та ділянка КТ-зображення без контрастного посилення, кожний піксель якої додатково містить маркер, що визначає його належність або до судинної ділянки (vessel region), або до ділянки фону (background region) за даними різницевої матриці. Під час роботи алгоритму дані для аналізу заносяться в чергу

(queue). Покроковий аналіз полягає в розгляді 8-зв'язних сусідів (neighbor) для кожного елемента. Після аналізу кожний елемент помічається або як ділянка пухлини (tumor region), або як границя сегмента ЮАОЧ (boundary), або як ділянка фону (background region) та вилучається з черги.

Для програмної реалізації сегментації зображень комп'ютерної томографії на основі використання зрізів з контрастним посиленням тканин було використано бібліотеку розробки програмних додатків комп'ютерної графіки Visualization Toolkit (VTK), яка являє собою відкрите програмне забезпечення для обробки зображень та візуалізації. Основна відмінність бібліотеки VTK полягає в тому, що вона містить реалізацію більшості функцій, які потрібні для роботи із зображенням при розв'язанні поставленої задачі. Це значно прискорює процес написання програмного коду та спрощує процес реалізації алгоритмічної частини мовою програмування C++. Особливо корисним це виявилось для програмної реалізації встановлення просторової відповідності між зображеннями комп'ютерної томографії без контрасту та з контрастним посиленням тканин, що безпосередньо пов'язане з програмною реалізацією геометричних перетворень. Крім цього, VTK використовується як бібліотека класів C++, що дає перевагу при використанні гнучких алгоритмів, на відміну від інших програмних засобів, які пропонують лише готові інструменти для обробки зображень.

Висновки

Запропонований алгоритм сегментації КТ-зображень ЮАОЧ на основі використання зрізів із контрастним посиленням знаходить шукану ділянку в її дійсних границях після маркування зображення судинною маскою. Отримані результати свідчать про високу якість роботи алгоритму порівняно з проаналізованими методами автоматичної сегментації та мінімізацію ступеня втручання з боку користувача в порівнянні з алгоритмами інтерактивної сегментації через необхідність визначення лише наборів контрольних точок анатомічних орієнтирів порівняно з необхідністю візуального контролю точності визначення всієї границі ЮАОЧ.

Цінність алгоритму полягає не лише в якості його безпосереднього результату – визначення сегмента, що належить тканинам ЮАОЧ, але і в тому, що алгоритм надає опис сегмента пухлини щодо зон васкуляризації. Значення судинної маски можуть бути використані для підтримки прийняття рішень стосовно необхідності застосування до хворих з діагнозом ЮАОЧ таких складних інвазивних методів попередження крововтрати, як емболізація судин, що живлять пухлину, керована глибока гіпотонія, імбібіція основи пухлини різними розчинами, перев'язка зовнішньої сонної артерії й т.п.

Результати даного дослідження становлять як теоретичний, так і практичний інтерес для науковців у галузі медичної інженерії.

С.Н. Алхимова

АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СРЕЗОВ С КОНТРАСТНЫМ УСИЛЕНИЕМ ТКАНЕЙ

Предложен алгоритм сегментации изображений компьютерной томографии на основе использования серии срезов с контрастным усилением тканей. Алгоритм решает проблемы сегментации тканей таких опухолей, как ювенильная ангиофиброма основания черепа человека. Работа алгоритма предоставляет графическую информацию о сосудистом компоненте опухоли в контексте анатомической картины.

S.M. Alkhimova

SEGMENTATION ALGORITHM OF CT-IMAGES BY USING SLICES WITH CONTRAST ENHANCEMENT

By using the tomographic data set with contrast enhancement, we propose the segmentation algorithm of CT-images. This algorithm facilitates solving the segmentation problems for such tumors as Juvenile Angiofibroma. The algorithm operation provides visualization of tumours vascular component based on anatomical features.

1. *Hermans R.* Head and neck cancer: how imaging predicts treatment outcome // *Cancer Imaging*. – 2004. – 6, Спец. N A. – S. 145–153.
2. *Алхімова С.М., Мартиросян Е.О.* Аналіз сучасного програмного забезпечення для отримання 3D-візуалізації пухлин // *Современные проблемы и пути их решения в науке, транспорте, производстве и образовании*, 2010: Сб. науч. трудов по материалам междунар. науч.-практ. конф. – Одесса, 2010. – Т. 4. – С. 33–35.
3. *Suri J.S.* Handbook of Biomedical Image Analysis: 2 Volume Set / D.L. Wilson and S. Laxminarayan, editors. – New York, USA: Kluwer Academic / Plenum Publishers, 2005. – Vol. 1: Segmentation Models Part A. – 648 p.; Vol. 2: Segmentation Models Part B. – 816 p.
4. *Rangayyan R.* Biomedical Image Analysis // *The Biomedical Engineering Series*; M.R. Neuman, series editor. – Boca Raton, USA: CRC Press, LLC, 2005. – 1272 p.
5. *Goshtasby A.A.* 2D and 3D Image Registration for Medical, Remote Sensing and Industrial Applications. – Hoboken, USA: John Wiley & Sons Ltd, 2005. – 258 p.
6. *Bleau A., Leon L.* Watershed-based segmentation and region merging // *Computer Vision Image Understanding*. – 2000. – 77, N 3. – P. 317–370.
7. *Сальнікова О.С., Рудиця В.І., Макеев С.С., Робак К.О.* Діагностичні можливості мультимодальних зображень (огляд літератури) [Електронний ресурс] // *EUROLAB Медициньский портал: [сайт]*. – К.: Ін-т нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова АМН України. – Режим доступу: <http://www.eurolab.ua/encyclopedia/306/6733/> (11.09.2010) . – Назва з екрана.
8. *Vidal F.P., Bello F., Brodlie K.W. et al.* Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine // *COMPUTER GRAPHICS forum*. – 2006. – 25, N 1. – P. 113–137.
9. *Twelmann T., Saalbach A., Gerstung O. et al.* Image fusion for dynamic contrast enhanced magnetic resonance imaging // *BioMedical Engineering OnLine*. – 2004. – 3, N 35. – P. 1–21.
10. *Miles K.A., Cuenod C.A., Husband J.* Multi-Detector Computed Tomography in Oncology: CT Perfusion Imaging. – London, UK: Informa Healthcare, 2007. – 242 p.

Рекомендована Радою
факультету електроніки
НТУУ “КПІ”

Надійшла до редакції
28 грудня 2010 року